

Cention N - nova alternativa amalgamu (prikaz slučaja)

Masnov, Dea

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:749537>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-11**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Dea Masnov

CENTION N – NOVA ALTERNATIVA AMALGAMU (PRIKAZ SLUČAJA)

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta u Zagrebu.

Mentor rada: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Zdenka Burda, mag. educ. philol. croat.

Lektor engleskog jezika: Anja Lordanić, mag. philol. angl. et ital.

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži:

50 stranica

8 slika

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo koje je u potpunosti samostalno napisano, uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

Zahvala

Ovaj rad željela bih posvetiti svojim roditeljima kao zahvalu za njihovu vjeru u moj uspjeh. Mama i tata, hvala vam što ste mi bili bezuvjetna potpora i omogućili da sama biram svoj put!

Zahvaljujem mentorici doc. dr. sc. Eva Klarić Sever na pomoći, strpljenju, ljubaznosti i stručnim savjetima tijekom izrade diplomskog rada.

Velika hvala mojoj grupi 6D, ponajviše Ivi i Josipi, na divnim trenucima koje smo proveli na fakultetu i izvan njega! S vama je sve bilo puno ljepše.

Također velika hvala mojim prijateljicama Anji, Eriki i Ivani na bezuvjetnoj potpori i motivaciji te prijateljstvu koje ću čuvati cijeli život!

Najveća hvala mojoj kolegici i prijateljici Loreni, s kojom sam plakala i smijala se prije svakog ispita! Ova diploma je tvoja koliko i moja.

Cention N – nova alternativa amalgamu (prikaz slučaja)

Sažetak

Zbog karijesom trajno uništenog tvrdog zubnog tkiva pojavila se potreba za pronalaskom adekvatnog materijala koji bi ga zamijenio. Prvi pravi materijal bio je amalgam, slitina žive s jednim ili više metala. Upravo je živa bila predmetom mnogih rasprava u stručnim krugovima, što je dovelo do pojave „amalgamskih ratova“. Osim žive postoji niz nedostataka amalgamskih ispuna: preventivno proširenje kaviteta, neestetska siva boja, pojava rubne pukotine i sekundarni karijes. Velik korak prema poboljšanju karakteristika materijala bila je pojava kompozitnih smola, koje su svojim svojstvima, kao što je bijela boja, mogućnost nijansiranja, poštena preparacija i zaobljeni rubovi kaviteta, nadmašile amalgam. Nakon kompozita na tržište su došli staklenoionomerni cementi kao dvokomponentni materijal koji je naknadno postao dostupan i u kapsuliranom izdanju za jednostavniju i precizniju upotrebu. Staklenoionomerni cementi ne zahtijevaju suho radno polje za rad, a usto otpuštaju i ione fluora, čime su postali prvi izbor materijala kod dubokih kaviteta s mogućnosti eksponiranja pulpe, ali i u sanaciji mliječnih zuba. No, indikacije za korištenje smanjile su se zbog lošije boje, slabije mogućnosti poliranja i veće cijene. Prije dvije godine pojavljuje se novi dvokomponentni materijal, naziva Cention N. Svrstava se u kompozitne smole a obuhvatio je prednosti svih dosad korištenih materijala. Bojom zadovoljava estetske standarde, može se nanositi u jednom sloju, dobro se polira te uz fluoridne otpušta kalcijeve i hidroksilne ione a djeluje i kao depo-preparat, čime održava neutralni pH u ustima.

Ključne riječi: amalgam; Cention N; karijes; kompozit; staklenoionomerni cement

Cention N – new alternative for amalgam fillings (case report)

Summary

Because of the permanent caries destruction of dental tissue, the need for adequate material to compensate its loss arose. The first material that was used was amalgam, a mixture of mercury and one or several metal alloys. It was mercury that was a controversial component among practitioners, and it led to the so-called amalgam wars. Amalgams have a wide range of imperfections – preventive cavity expansions, unaesthetic gray color, marginal fractures and secondary caries. A significant step in terms of improving materials were composite fillings. The white color, shade selection, cost-effective preparation, round cavity walls outweigh the use of amalgam fillings. After composite resins, glass-ionomer cement appeared as the two-component material, which later became available in capsules as well, for easier and more accurate use. Glass-ionomer cements have certain benefits, which include releasing fluoride ions without a need for dry working field which makes them the first choice in treating deep pulp cavities and repairing deciduous teeth. Due to poor coloring, lower possibility of polishing and greater costs, their use has dropped. New two-component material, Cention N, a composite resin sort, came into use two years ago. The benefits over the previously used materials are abundant. Color of the material satisfies the aesthetic standards, it can be applied in a single layer and polishes well. Apart from fluoride, it releases calcium and hydroxyl ions and also acts as a dental depot, maintaining a neutral pH in the mouth.

Keywords: amalgam; caries; Cention N; composite; glass-ionomer cement;

SADRŽAJ

| | |
|---|----|
| 1. UVOD | 1 |
| 2. DENTALNI AMALGAMI | 5 |
| 2.1. Klasifikacija dentalnih amalgama | 6 |
| 2.2. Sastav | 7 |
| 2.3. Zahtjevi za kliničku primjenu | 8 |
| 2.4. Svojstva | 9 |
| 2.4.1. Promjene dimenzija | 9 |
| 2.4.2. Tečenje | 9 |
| 2.4.3. Otpornost na tlak | 10 |
| 2.4.4. Zakašnjela ili sekundarna ekspanzija | 10 |
| 2.4.5. Korozija | 10 |
| 2.4.6. Rubna pukotina | 10 |
| 2.4.7. Toplinska provodljivost | 11 |
| 2.4.8. Toksičnost | 11 |
| 2.5. Primjena dentalnih amalgama | 11 |
| 3. KOMPOZITNE SMOLE | 12 |
| 3.1. Sastav | 13 |
| 3.1.1. Organska smolasta matrica | 13 |
| 3.1.2. Anorgansko punilo | 14 |
| 3.1.3. Vezujuće sredstvo | 15 |
| 3.1.4. Ostale komponente | 15 |
| 3.2. Podjela kompozitnih smola | 16 |
| 3.2.1. Podjela kompozita prema kliničkoj primjeni | 17 |
| 3.3. Svojstva | 19 |
| 3.3.1. Fizičko mehanička svojstva | 19 |
| 3.3.2. Polimerizacijski stres i skupljanje | 19 |

| | |
|--|----|
| 3.3.3. Optička svojstva..... | 20 |
| 4. STAKLENOIONOMERNI CEMENTI | 21 |
| 4.1. Sastav..... | 22 |
| 4.2. Klasifikacija..... | 22 |
| 4.3. Mikrolaminirani SIC-i | 23 |
| 4.4. Svojstva | 24 |
| 5. CENTION N | 26 |
| 5.1. Sastav..... | 27 |
| 5.2. Svojstva | 27 |
| 5.2.1. Oslobađanje iona..... | 27 |
| 5.2.2. Smanjivanje stresa skupljanja | 28 |
| 5.2.3. Polimerizacija | 28 |
| 5.2.4. Primjena | 29 |
| 6. PRIKAZ SLUČAJA..... | 30 |
| 7. RASPRAVA..... | 40 |
| 8. ZAKLJUČAK | 43 |
| 9. LITERATURA..... | 45 |
| 10. ŽIVOTOPIS | 49 |

Popis skraćenica

ADA – American Dental Association

BIS-GMA – bisfenol-A-glicidil metakrilat

BIS-EMA – bisfenol-A-etil metakrilat

cm – centimetar

Cu – bakar

DGP – triklordekan dimetanol dimetakrilat

DEGDMA – dietilenglikol dimetakrilat

EDMA – etilenglikol dimetakrilat

EGMA – etilenglikol dimetakrilat

GPa – gigapaskal

H₂ – vodik

H₂O – voda

HEMA – 2-hidroksietil metakrilat

MAA – metakrilna kiselina

MMA – metil metakrilat

MPa – megapaskal

mV – milivolt

nm – nanometar

PEG-400-DMA – polietilen glikol 400 dimetakrilat

PMDM – piromelitik dimetakrilat

PMGDMA – piromelitik glicerol dimetakrilat

s – sekunda

SAD – Sjedinjene Američke Države

SIC – staklenoionomerni cement

SOC – spiroortokarbonati

TEGDMA – trietilenglikol dimetakrilat

TMX-UDMA – tetrametil ksililen diuretan dimetakrilat

UDMA – uretan dimetakrilat

Zn – cink

ZnO - cinkov oksid

% – posto

μm – mikrometar

γ – gama

Zubni karijes predstavlja jedan od najvažnijih javnozdrastvenih problema u svijetu. Primarni je uzrok oralne boli i gubitka zuba. Može se prepoznati različitim dijagnostičkim metodama i pokušati zaustaviti u ranom stadiju, ali ukoliko se ne prepozna i ne zbrine pravodobno, može progredirati i dovesti do uništenja zuba. (1, 2)

Zbog potrebe za sanacijom defekata tvrdih zubnih tkiva uzrokovanih karijesom pojavili su se materijali, ali i brojne metode izrade kaviteta za njihovo najpovoljnije sidrenje. G. V. Black podijelio je kavitete prema mjestu nastanka karijesa u pet razreda. Ta se podjela upotrebljava i danas.

- I. razred obuhvaća kavitete u jamicama i fisurama svih zuba, a odnosi se na okluzalne plohe premolara i molara, bukalne i vestibularne, oralne i palatinalne jamice te slijepu udubinu (*foramen coecum*) gornjih prednjih zuba.
 - II. razred obuhvaća kavitete na aproksimalnim ploham distalnih zuba ispod kontaktne točke.
 - III. razred obuhvaća kavitete na aproksimalnim ploham prednjih zuba ispod kontaktne plohe.
 - IV. razred obuhvaća kavitet nastao proširenjem III. razreda na prednjim zubima i podrazumijeva gubitak incizalnog kuta.
 - V. razred obuhvaća kavitete na glatkim ploham u cervikalnim dijelovima svih zuba.
 - VI. razred (nije uključen u Blackovu klasifikaciju) predstavlja kavitete na atipičnim mjestima, kao što su incizalni bridovi, kvržice zubi ili glatke plohe iznad ekvatora zuba.
- (3)

Uz podjelu mjesta nastanka karijesnih lezija G. V. Black je postavio i temeljna načela preparacije kaviteta za amalgamski ispun. Prvi korak je otvaranje karijesne lezije tako da se omogući pristup svim inficiranim dijelovima zuba. Slijedi odstranjivanje karijesnog dentina uz preventivno proširenje kaviteta, što obuhvaća izradu rubova u zdravom tkivu i fiziološki čistom mjestu. Na kraju se kavitet oblikuje u ormarić, tako da stijenke budu okomite na dno i

međusobno paralelne. Odstranjuju se i kvržice podminirane karijesom te caklina nepoduprta zdravim dentinom jer ne može izdržati snagu žvačne sile. (3)

Nakon uklanjanja karijesne lezije i izrade kaviteta slijedi restauracija zuba, tj. nadoknada uklonjenog zubnog tkiva materijalom. Restaurativni dentalni materijali moraju ispuniti određena mehanička, optička i fiziološka očekivanja te s obzirom na mjesto sanacije i zahtjeve pacijenta koristi se materijalom po izboru terapeuta. (4)

Amalgami, kompoziti i staklenoionomerni cementi ubrajaju se u kategoriju osnovnih materijala za ispune. Nazivaju se osnovnima zbog njihove dugotrajnosti, ekonomičnosti i lakog korištenja. Amalgami i staklenoionomeri najčešće se rabe bez adheziva i postavljaju se u jednom sloju (bulk) u kavitet, samostvrđavajući su i ne zahtijevaju kompliciranu opremu za korištenje.

Pojavom kompozita i adhezivnih sustava u posljednjih nekoliko desetljeća napravljen je veliki korak naprijed u razvoju materijala za izradu ispuna, a istodobno su osnovni materijali poput amalgama i SIC-a i dalje ostali popularni.

Osim navedenih materijala prije dvije godine na tržištu se pojavila nova podvrsta kompozita – Cention N. Iako još nije postao materijal prvog izbora i nema veliki spektar indikacija za upotrebu, svojim se raznim svojstvima izdvaja od svih do sada.

Svrha ovog rada jest prikazati novi materijal, Cention N, koji se u terapiji karijesa može rabiti kao alternativa amalgamu ili zamjena za postojeći amalgamski ispun.

2. DENTALNI AMALGAMI

Dentalni amalgam legura je žive s jednim ili više metala (srebro, kositar, bakar i dr.), čiji je sastav strogo određen i kontroliran, za razliku od amalgama općenito, koji označava leguru svakog metala sa živom. Najstariji je i najrasprostranjeniji materijal za rekonstrukciju defekata tvrdih zubnih tkiva, ali i najčešće rabljeni materijal za ispune na stražnjim zubima. (5)

Naziv amalgam potječe od grčkih riječi; *a* – ne i *malgama* – omekšanje. (5)

2.1. Klasifikacija dentalnih amalgama

Dentalni amalgami mogu se podijeliti prema:

1. broju elemenata unutar legure
2. obliku čestica
3. količinskom udjelu bakra (Cu)
4. količinskom udjelu cinka (Zn).

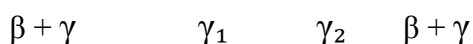
Prema broju elemenata unutar legure dentalni amalgami mogu biti binarni, ternarni ili kvartarni.

Prema obliku čestica i načinu proizvodnje dentalni amalgami mogu biti strugotinaste, kuglaste, okruglaste i mješovite legure.

Strugotinasti, kuglasti i mješoviti tip legure pokazuju visok, a okruglasti tip nizak stupanj kondenzacijske otpornosti. Amalgamski sustavi s niskom kondenzacijskom otpornošću prikladni su za ispune koji podliježu djelovanju većeg okluzijskog opterećenja.

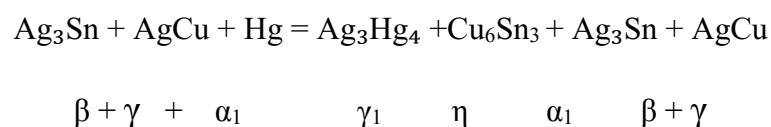
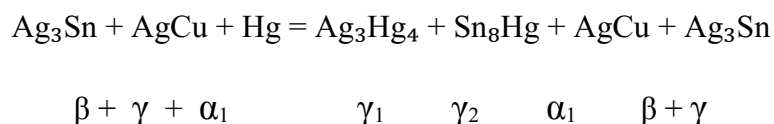
Dentalni se amalgami prema količinskom udjelu bakra dijele na konvencionalne i one s visokim udjelom bakra. Konvencionalni dentalni amalgami sadržavaju 3 – 6% bakra.

Proces amalgamacije konvencionalnih dentalnih amalgama odvija se prema sljedećoj formuli:

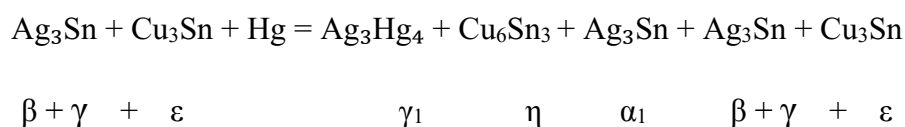


Budući da je faza γ_2 najviše odgovorna za manjak čvrstoće i sklonost koroziji amalgamskih ispuna, nastojalo ju se isključiti iz amalgamske legure uvođenjem bakra. Ti su amalgami nazvani non- γ_2 dentalni amalgami. Dentalni amalgami s visokim udjelom bakra sadržavaju 6

– 30 % bakra. Temeljno je svojstvo tih amalgama gotovo potpuno uklanjanje γ_2 faze. Dije se, ovisno o udjelu bakra, na mješovite amalgamske legure i dentalne amalgame s vrlo visokim udjelom bakra. Kod mješovitih amalgamskih legura koje sadržavaju oko 9 % bakra γ_2 faza privremeno nastaje u procesu amalgamacije, no konačna amalgamska legura ne sadržava spoj γ_2 . Reakcija stvrdnjavanja suvremenih non- γ_2 mješovitih dentalnih amalgama odvija se prema sljedećim formulama:



Dentalni amalgami s visokim udjelom bakra sadržavaju do 28 % bakra. Kod takvog tipa amalgama uopće se ne stvara γ_2 faza. Proces amalgamacije odvija se prema sljedećoj formuli:



Dentalni se amalgami prema količinskom udjelu cinku dijele na legure koje sadržavaju više od 0,01 % cinka i one koje ga ne sadržavaju – tzv. non-Zn amalgami, s udjelom cinka manjim od 0,01 % (5,7).

2.2. Sastav

Temeljni su kemijski sastojci suvremenih, takozvanih non- γ_2 dentalnih amalgama, srebro, kositar, bakar i živa. U manjoj količini leguri mogu biti dodani cink, zlato, platina, paladij,

nikal, molibden, volfram, a preamalgamiranoj leguri i sasvim male količine žive, do 3 %, čime se smanjuje udio žive u konačnom amalgamu i do 40 %.

Srebro, koje čini između 40 – 70 % legure, pridonosi otpornosti amalgama, smanjuje razlijevanje rubnih dijelova ispuna i deformaciju zbog okluzijskog tlaka te usklađuje širenje volumena.

Kositar, koji čini 12 – 30 % legure, smanjuje mehaničku otpornost i ekspanziju amalgamskog ispuna, a povećava njegovo razlijevanje.

Bakar, koji čini 12 – 30 % legure, povećava otpornost i tvrdoću te sprječava pojačanu ekspanziju.

Cink, koji čini više od 0,01 %, neutralizira okside a u prisutnosti vlage uzrokuje kasnu ekspanziju amalgamskih ispuna.

Živa treba imati široku, zrcalno glatku površinu bez filma i ne bi smjela imati više od 0,02 % hlapljivog ostatka, ni više od 0,001 % primjesa metala. Amalgamski ispun sadržava oko 41 – 51 % žive, a preporučeni je postotak u rasponu od 44 do 48 % i nikako ne smije dosegnuti ni prijeći 55 % žive. (7)

2.3. Zahtjevi za kliničku primjenu

ADA-specifikacija No. I za amalgamske slitine propisuje određene zahtjeve koji određuju kvalitetu dentalnih amalgama. Propisana su tri fizikalna svojstva kao mjera kakvoće: tečenje, otpornost na tlak i promjena dimenzija.

Tečenje je promjena amalgama u dužinu pod određenim tlakom u određenom vremenu. Prema podatku iz 1980. godine dopušteno je tečenje do 3 %. Zahtijeva se da otpornost na tlak nakon sat vremena bude 80 MPa, pri čemu otpornost na tlak stvrdnutih amalgamskih ispuna iznosi 275 MPa, a nekih i do 55 MPa. Tijekom 24 sata mora biti promjene dimenzija između -10 i +20 $\mu\text{m}/\text{cm}$. Amalgam je otporniji na tlak, a slabiji na vlak i savijanje, zato kavitet mora biti tako oblikovan tako da ispuni uglavnom budu izloženi silama tlaka, a ne vlaka i savijanja. Ako je izložen tlačnim silama, ima sklonost tečenja ili loma. Pod stalnim tlakom amalgam pokazuje stalnu deformaciju i nakon konačnog stvrdnjavanja, stoga se teži izradi geometrijski pravilnog oblika radi boljeg sidrenja u kavitet,. Takva preparacija zahtijeva opsežno uklanjanje zubnog

tkiva. Nužna je i zaštita dentina odgovarajućom podlogom jer amalgam ima visoki termički koeficijent provodljivosti. (8, 9, 10)

2.4. Svojstva

Svojstva dentalnih amalgama ovise o metalografskom sastavu legura, broju, veličini i rasporedu čestica, količini žive u leguri, postupcima trituracije i amalgamacije, kondenzacijskim postupcima i mehaničkoj obradi.

2.4.1. Promjene dimenzija

Prodiranjem žive kroz površinu čestica predamalgamskog praha započinje proces amalgamacije, tijekom kojeg se događaju određene dimenzijske promjene.

Smatra se da je kontrakcija amalgama u prvih 20 minuta posljedica otapanja žive. Nakon toga slijedi kompenzacijska ekspanzija, koja prelazi u maksimalnu ekspanziju, zatim sekundarna kontrakcija, a nakon 6 do 8 sati dimenzije se stabiliziraju. Promjene dimenzije nakon 24 sata moraju biti između -10 i +20 $\mu\text{m}/\text{cm}$ (10). Višak žive uzrokuje ekspanziju, uz koju se pojavljuje i povećano razlijevanje, što smanjuje otpornost amalgama na mehaničke utjecaje. Manjak žive pak smanjuje plastičnost amalgama, povećava poroznost, smanjuje otpornost na tlak, slabi rubno zatvaranje i povećava sklonost koroziji te kontrakciji. Najbolji i najprecizniji omjeri žive i predamalgamskog praha, koji se postupkom trituracije miješaju u posebno dizajniranim uređajima, amalgamatorima, postižu se u kapsuliranom sustavu.

2.4.2. Tečenje

Tečenje dentalnog amalgama promjena je u dužinu pod određenim tlakom u određenom vremenu izražena u postocima, odnosno označava sposobnost nastajanja plastičnih deformacija tijekom procesa stvrdnjavanja materijala. Cilindrični uzorak amalgama star 6 dana izloži se djelovanju tlaka od 36 MPa. Podatak iz 1980. godine govori da je maksimalno dopušteno tečenje 3 %. (7, 8, 9, 10)

2.4.3. Otpornost na tlak

Otpornost na tlak nakon jednog sata trebala bi iznositi 80 Mpa. Ona može biti smanjena zbog nedostatne amalgamacije, neadekvatnog nabijanja amalgama, sporog stavljanja ispuna, korozije i visokog udjela žive. (7, 8, 9, 10)

2.4.4. Zakašnjela ili sekundarna ekspanzija

Zakašnjela ili sekundarna ekspanzija nastaje kad amalgami koji sadržavaju cink dođu u doticaj s vlagom. Ona se odvija prema kemijskoj reakciji: $H_2O + Zn = ZnO + H_2$ (plin). Nastali vodikov plin ne spoji se s amalgamom, ali povisuje tlak unutar njega, što rezultira odstojećim ispunom, povećava njegovo tečenje i mikropropuštanje, koroziju te poroznost amalgamskog ispuna. (5, 7)

2.4.5. Korozija

Najvažniji su čimbenici koji uzrokuju oštećenje amalgamskog ispuna elektrokemijska korozija i mehaničke sile, ali i njihov sinergistički utjecaj. Korozija zbog kemijskih reakcija oštećuje površinski i ispodpovršinski sloj amalgama te je tako oslabljen ispun lakše podložan trošenju. Svaki metal uronjen u elektrolit teži prijeći u ionsko stanje. Ulogu elektrolita u usnoj šupljini imaju meko i koštano tkivo te slina. Jačina korozije ovisi o razlici potencijala između metala i elektrolita, kao i razlici potencijala između dvaju metala. Jedan je od glavnih čimbenika korozije gama2 faza. Dolazi do nastanka sitnih lomova u obliku slova V na rubovima ispuna pri normalnom žvačnom opterećenju, što stvara pogodne uvjete za nakupljanje plaka i nastanka sekundarnog karijesa. (5, 7, 11)

2.4.6. Rubna pukotina

Prije pojave dentinskih adheziva, amalgami su se u kavitet sidrili isključivo mehanički. To je zahtijevalo opsežnije brušenje i uklanjanje zdravog zubnog tkiva. Ako se ta načela ne primijene, može nastati rubna pukotina. To je međuprostor između ispuna i zubnog tkiva koji rezultira mikropropuštanjem. Danas se nastanak rubne pukotine smanjio primjenom adhezijskih sustava. Oni smanjuju potrebu za opsežnim brušenjem, a omogućavaju i primjenu amalgama u kavitetima s ograničenim mogućnostima retencije. (5, 7)

2.4.7. Toplinska provodljivost

Amalgam je dobar vodič topline, a termički mu je koeficijent provodljivosti veći od dentina, pa je potrebno zaštititi dentin i pulpu odgovarajućim sredstvima. (12)

2.4.8. Toksičnost

Toksičnost se amalgama zapravo odnosi na toksičnost žive. Ona se u dentalnom amalgamu nalazi u elementarnom obliku. Štetni utjecaji dentalnog amalgama na zdravlje pacijenata mogu biti lokalni, u usnoj šupljini, ili sistemski, ovisno o mogućnosti prodora otpuštenih sastojaka iz materijala u organizam te o stupnju njihove resorpcije. Lokalni se simptomi manifestiraju u obliku lihenoidne reakcije, tetovaže sluznice, pečenja jezika ili metalnog okusa u ustima. (7, 13, 14, 15) Glavobolja, slaba koncentracija, umor, tromost i slične pojave također se smatraju posljedicom amalgamskih ispuna. (7, 16)

2.5. Primjena dentalnih amalgama

Amalgam je indiciran kao materijal za ispune kaviteta I. i II. razreda te V. razreda koji su u nevidljivom području zubnog niza. Dentalni amalgam pakiran je u kapsule u kojima su točno dozirani predamalgamski prah i živa. Za miješanje amalgama rabe se posebno konstruirani uređaji – amalgamatori, unutar kojih se, u posebno prilagođen držač, postavljaju kapsule amalgama. Taj postupak mehaničkog miješanja amalgamske kapsule ekscentričnim pomacima u amalgamatoru naziva se trituracijom. Na rezultate trituracije utječu vrijeme miješanja (3 – 30 s), brzina i akcija amalgamatora (100 – 300 ekscentričnih titraja u minuti) te sila na relaciji kapsula – tučak. Za vrijeme trituracije u amalgamskoj kapsuli odvija se kemijski proces miješanja i vezanja predamalgamskog praha i žive, koji se naziva amalgamacijom. (5, 7)

3. KOMPOZITNE SMOLE

S obzirom na to da amalgami imaju brojne nedostatke, javila se potreba za pronalaskom alternativnih restaurativnih materijala. Pojavom kompozitnih smola omogućuje se poboljšanje snage sveze, kao i estetskih karakteristika, zbog čega su one postale prvi materijal izbora te time i najčešća zamjena amalgamskom ispunu. Najveća i najuočljivija razlika bila je u boji. Kompoziti su svojom bijelom bojom, koja dolazi u nekoliko nijansi, potpuno zasjenili amalgame. Osnovna im je prednost poštediti zdravo tvrdog tkiva zuba u odnosu na standardna pravila preparacije za amalgamski ispun (17). Očuvanje tvrdog zubnog tkiva vidi se u samom izgledu kaviteta. Preparacija ima zaobljeniji izgled, a nije potrebno kavitet preparirati u geometrijski pravilan oblik jer se sam materijal ne veže mehaničkim silama. Vanjski su rubovi preparacije uži jer se pokušava očuvati kontakt na tvrdim zubnim tkivima, a ne na restaurativnom materijalu, čime se on manje troši. (17, 18) Zaobljene unutarnje linije kaviteta olakšavaju unošenje kompozitnog materijala i manja je mogućnost da ostane zraka u uglovima kaviteta. (17, 19) Nema potrebe ni za preventivnim proširenjem kaviteta, pogotovo u lateralnom segmentu kod aproksimalnih preparacija.

Kompozitni materijali našli su primjenu u svim granama dentalne medicine i rad u suvremenoj stomatološkoj ordinaciji bez njih je nezamisliv. Primjenjuju se za velik broj indikacija, od rekonstrukcije karijesnih defekata, trauma, morfoloških i estetskih abnormalnosti, diskoloracija u trajnoj i mliječnoj denticiji kao kavitetni premazi, sredstva za pečačenje fisura, inleje, onleje, overleje, krune, njihovo cementiranje te cementiranje intrakanalnih kolčića, izradu nadogradnji, udlaga, pričvršćivanje ortodontskih bravica i dr. (17)

3.1. Sastav

Kompozit se definira kao kombinacija dvaju ili više kemijski različitih materijala s jasnim graničnim spojem između komponenata i svojstvima boljima od svojstava pojedinačnih komponenata. Sastoji se od tri dijela: organske smolaste matrice, anorganskih čestica punila i vezujućeg sredstva. U sastav kompozita ulaze i stabilizatori boje, inhibitori, pigment i aktivatorski sustav. (17)

3.1.1. Organska smolasta matrica

Organska smolasta matrica je monomer velike molekulske težine kao što je bisfenol-A-glicidil metakrilat (Bis-GMA) ili uretan dimetakrilat (UDMA). Bis-GMA je aromatski metakrilat koji

je otkrio Rafael Bowen u ranim 60-im godinama. Terminalne metakrilatne grupe mjesta su gdje se odvija slobodna radikalna polimerizacija. Relativno je rigidan polimer jer ima dva benzenska prstena blizu centra. Nedostatci Bis-GMA su upitna stabilnost boje i visoka viskoznost. Visoka viskoznost rezultat je -OH grupa i vodikove sveze. Za smanjenje viskoznosti dodaju se niskomolekulski monomeri, kao što je trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) i etilenglikol dimetakrilat (EDMA). Osim što smanjuju viskoznost Bis-GMA, povećavaju unakrsno povezivanje monomera te konačnu čvrstoću. UDMA (uretan dimetakrilat) se također često rabi kao organska komponenta u kompozitnim materijalima. Prvi put je uveden 1974. godine i ima nisku viskoznost. Do sada nema dokaza da su kompozitni materijali temeljeni na Bis-GMA bolji od onih koji u svom sastavu sadrže UDMA. (17, 21)

Osim navedenih kao modifikatori viskoznosti dolaze BIS-EMA (bisfenol-A-etil metakrilat), EGDMA (etilenglikol dimetakrilat), DEGDMA (dietilenglikol dimetakrilat), TEGDMA (trietilenglikol dimetakrilat), MMA (metil metakrilat), MAA (metakrilna kiselina), HEMA (2-hidroksietilmetakrilat) i dr.

Budući da količina organskog punila utječe na polimerizacijsko skupljanje, pokušalo se ovaj nedostatak ublažiti dodatkom ekspanzirajućih monomera, kao što su spiroortokarbonati (SOC). Međutim, SOC nisu našli širu primjenu zbog nekompatibilnosti s ostalim monomerima nazočnima u organskoj matrici. (17)

3.1.2. Anorgansko punilo

Čestice punila druga su jednako važna komponenta kompozitnog materijala. Odgovorne su za optička i fizička svojstva kompozita. Punilo utječe na translucenciju, opalescenciju i radioopacitet, smanjuje koeficijent toplinske ekspanzije i količinu organske matrice te na taj način posljedično umanjuje polimerizacijsko skupljanje. Čini materijal tvrdim, čvršćim, gušćim i otpornijim na vodu i odgovorno je za kliničku dugovječnost. Veći udio punila dovodi do boljih fizičkih svojstava kompozitnog materijala, naravno u granicama, jer previskožan materijal gubi dobra svojstva rukovanja pogodna za kliničku uporabu. Veličina čestica varira od materijala do materijala, a po sastavu su: kristalinični kvarc, pirogeni koloidni silicijev dioksid, borosilikatno staklo, aluminosilikati barija, stroncija, litija, cirkonija i kositra, barijev sulfat, itrijev i iterbijev trifluorid.

Udio anorganskog punila može biti izražen u volumnom ili težinskom udjelu. Češće se upotrebljava težinski nego volumni udio. Postoji više načina klasifikacije veličine čestica punila, a najčešće se rabi sljedeći:

makropunilo – veličina čestica 10 – 100 mikrona

midipunilo – veličina čestica 1 – 10 mikrona

minipunilo – veličina čestica 0,1 – 1 mikron

mikropunilo – veličina čestica 0,01 – 0,1 mikron

nanopunilo – veličina čestica 0,005 – 0,01 mikron (17, 21, 22).

3.1.3. Vezujuće sredstvo

Primarno je svojstvo vezujućeg sredstva osigurati trajnu vezu punila s organskom smolom. Dvije su mogućnosti vezivanja polimerne matrice i punila: mehanička i kemijska veza. Kemijska veza neusporedivo je trajnija i u idealnim uvjetima osigurava kontinuiranu raspodjelu naprezanja između matrice i punila, kao i zaštitu od hidrolitičke razgradnje punila koja bi mogla prouzročiti frakture u smoli. Takva se veza postiže silanima, a površinski tretman čestica punila koji je omogućuje naziva se silanizacija. Najčešći spojni agensi koji se rabe za povezivanje čestica anorganskog punila i smolastog matriksa organosilani, među kojima je najčešći gamametaksiloksipropiltrimetoksi silan. Silanizirajući agens je bifunkcijska molekula. Silanizirajuće grupe na jednom kraju vezuju se za hidroksilne skupine anorganskog punila preko reakcija kondenzacije i tako ostvaruju siloksanske sveze. Metakrilatne skupine na drugom kraju podliježu adicijskoj polimerizaciji pri svjetlosnoj ili kemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole. Silanizirajući agens ne prekriva homogeno čestice anorganskog punila. (17, 21)

3.1.4. Ostale komponente

Uz tri glavne komponente kompozitnih smola u sastav ulaze i inicijatori polimerizacije, inhibitori polimerizacije, absorberi UV-zraka (ili UV-stabilizatori) te pigmenti (17, 23, 24).

3.2. Podjela kompozitnih smola

Postoje mnogobrojne klasifikacije kompozitnih materijala.

Tradicionalna podjela prema veličini čestica punila prema Lutz i Phillipsu iz 1983. godine dijeli kompozitne materijale na makropunjene, mikropunjene i hibridne, a suvremena podjela uključuje i nanohibridne kompozitne materijale. (17)

Makropunjeni kompoziti sadrže relativno velike čestice kvarca i staklenog punila veličine od 0,1 do 100 μm . Prednost je makropunjenih kompozita visoki udio organske matrice (oko 75 % mase), što daje dobru tvrdoću. Međutim, teško ih je fino završno obraditi i optimalno polirati zbog gubitka punila na površini, pa ona postaje hrapava te pogoduje odlaganju plaka i promjeni boje. U uporabi su bili od 1970. godine, a danas se rijetko rabe.

Mikropunjeni kompoziti razvili su se 1980. godine kako bi se prevladali nedostaci makropunjenih kompozita. Sadržavaju anorgansko punilo na bazi sferičnog pirogenog silicijeva dioksida isključivo submikronske veličine. Čestice variraju od 0,01 do 0,1 μm s prosjekom od 0,04 μm , što je ustvari nanopunilo prema današnjim kriterijima. Te su čestice male, zaobljenije i ravnomjerno raspoređene u organskoj matrici, što im osigurava trajnost, bolje rukovanje, radiolucencnost, finu obradu i poliranost, a to znači bolju estetiku.

Hibridni kompozitni materijali kombinacija su anorganskog makro i mikropunila, preciznije rečeno mješavina su submikronskih čestica veličine 0,04 μm i malih čestica 0,4 do 4 μm . Od svih dostupnih materijala omogućuju najviši udio punila u kompozitu pa time poboljšavaju nedostatna fizičko-mehanička svojstva mikropunjenih kompozita, ali na štetu estetike.

Posljednjih desetak godina sve su popularniji tzv. mikrohibridni kompozitni materijali prosječne veličine čestica manje od 1 μm . Mikrohibridni kompoziti doista su univerzalni jer imaju izvrsna estetska svojstva, a zadržavaju i odgovarajuća mehanička svojstva.

Najnovija skupina materijala razvijena je s namjerom daljnjeg unaprjeđenja kompozitnih materijala. Nanotehnologija uključuje čestice manje od 100 nm koje zbog vrlo malih dimenzija posjeduju izrazito veliku specifičnu površinu, stoga je potrebna velika količina monomera za njezino ovlaživanje. (17)

3.2.1. Podjela kompozita prema kliničkoj primjeni

Prema načinu kliničke primjene kompozitne smole možemo podijeliti na:

1. kompozitni materijali za preventivno pečačenje jamica i fisura

To su tekuće kompozitne smole s niskim udjelom punila, a upotrebljavaju se za prevenciju nastanka karijesa fisura i jamica. Nanose se izravno na jetkanu caklinu, bez aplikacije adhezijskog sustava sa svrhom sprječavanja zadržavanja mekih naslaga u fisurnom sustavu.

2. viskoviskozni kompozitni materijali

S obzirom na izvrsnu estetiku i fizičko-mehanička svojstva rabe se za izradu ispuna u prednjem i stražnjem segmentu. Danas se najčešće upotrebljavaju hibridni kompozitni materijali, posebice mikro i nanohibridni, koji se smatraju univerzalnim kompozitnim materijalima.

3. kondenzibilni (pakirajući) kompozitni materijali

Podskupina su viskoviskoznih kompozitnih materijala. Imaju visok udio punila, a razvijeni su za stražnji sektor kao zamjena za amalgam. Prvotno zamišljeni kao neljepljivi materijali, koji uz jednostavnost uporabe ostvaruju izvrsne kontaktne odnose, nisu uspjeli zadovoljiti osnovne značajke radi kojih su uvedeni. Uključuju suha područja zbog neodgovarajuće zasićenosti smolom, što dovodi do teške adaptacije između slojeva, vizualno su neprozirni i neprihvatljivi za estetska područja.

4. debeloslojni (*bulk fill*) kompozitni materijal

Novija su skupina kompozitnih materijala s najvažnijim svojstvom postavljanja tehnikom debelog slojevanja od prosječno 4 – 5 mm. Napredak u formulaciji materijala, koji uključuje poboljšanu morfologiju punila i poboljšanje sustava dimetakrilatne smole te nove monomerne tehnologije, uvelike smanjuje nedostatke klasičnih kompozitnih materijala. Najvažnija svojstva ovih materijala su povećana i pouzdana dubina polimerizacije, nisko polimerizacijsko skupljanje i niski stres, izvrsna adaptacija materijala uz rubove kaviteta, stijenke i dno, odgovarajuća fizička i mehanička svojstva i u dubokim dijelovima kaviteta, izvrsna otpornost na trošenje, dostatno vrijeme rukovanja za kliničku aplikaciju i modeliranje te odgovarajući radioopacitet. Prema konzistenciji razlikujemo viskoviskozne i niskoviskozne debeloslojne kompozitne materijale. Viskoviskozni mogu biti konvencionalni, pakirani u tubama ili kompulama ili pak pokretani strojno. Sadržavaju veći udio nepravilnih čestica anorganskog punila i preporučuju se za kavitete I., II. i VI. razreda. Svjetlosno se polimeriziraju 20 sekundi

LED polimerizacijskim svjetlom minimalne snage od 550 mW/cm². Posjeduju izrazitiju viskoznost od konvencionalnih kompozita pa ostvaruju bolji interproksimalni kontakt. Novije generacije debeloslojnih materijala pripadaju skupini nanohibridnih kompozita i njihovo polimerizacijsko skupljanje izrazito je smanjeno, a iznosi oko 1,9 %. Produljeno vrijeme rukovanja omogućuju inhibitori polimerizacije koji smanjuju osjetljivost na ambijentalno svjetlo. Patentirani fotoinicijatori, koji su znatno reaktivniji od kamforkinona, omogućuju brzu polimerizaciju do dubine od 4 mm. Osim toga sadržavaju i komponentu za smanjenje polimerizacijske kontrakcije i stresa. Druga skupina *bulk fill* kompozita tekući su materijali s malim polimerizacijskim stresom. Upotrebljavaju se u debelom sloju od 4 mm, ali zahtijevaju nadsloj od viskoviskoznog materijala otpornog na sile žvakanja te mora biti dostatne tvrdoće.

5. laboratorijski kompozitni materijali

Upotrebljavaju se u laboratoriju za izradu krunica, inleja, onleja, overleja, ljuskica i bezmetalnih mostova.

6. kompoziti za izradu nadogradnja

Materijali su koji služe nadomještanju manjka zubnog tkiva, a polimeriziraju se svjetlosno ili dualno, odnosno svjetlosno i kemijski.

7. kompoziti za privremene restauracije

Privremeni kompoziti služe za zaštitu dentinske rane i rubova preparacije te uspostavu okomite dimenzije.

8. kompomeri

Svjetlosno su polimerizirajući materijali sastavljeni od kompozitne i staklenoionomerne komponente. Sastoje se od poliakrilne i polikarboksilatne kiseline, metakrilatnih monomera te čestica fluoroaluminosilikatnog stakla veličine od 0,2 μm do 10 μm. Uvedeni su kao materijali koji kombiniraju najbolja svojstva kompozita i staklenoionomernog cementa. Odlikuje ih mogućnost otpuštanja fluorida, a za retenciju na tvrda zubna tkiva ipak zahtijevaju zasebnu primjenu adhezijskog sustava. (17)

3.3. Svojstva

Svojstva materijala određuju restaurativnu vrijednost materijala, specifične indikacije za njegovu primjenu, a utječu i na samu trajnost restauracije umanjujući (povećavajući) mogućnosti loma i pojave sekundarnog karijesa.

Razlikujemo poželjna i nepoželjna svojstva te svojstva na koja u većoj mjeri ima utjecaj anorganska ili organska komponenta materijala. (17)

3.3.1. Fizičko-mehanička svojstva

U fizičko-mehanička svojstva materijala ubrajamo tlačnu, vlačnu i savojnu čvrstoću, tvrdoću, elastičnost i koeficijent elastičnosti, toplinsku i električnu provodljivost, otpornost na lom i trošenje te hidropsku i termičku ekspanziju s pripadajućim koeficijentom. Na većinu svojstava ponajprije utječe količina čestica punila, a tip čestica ima značajniji utjecaj tek na tlačnu čvrstoću.

Ustanovljeno je da se mehanička svojstva poboljšavaju kako se povećava i volumni udio punila do ukupno 60 %. Povećanje iznad tog udjela dovest će do povećanja defekata u materijalu i u skladu s tim smanjenja mehaničkih svojstava.

Uspoređujući svojstva kompozita poput vlačne, tlačne i savojne čvrstoće te otpornosti na lom, uočavamo da su slična svojstvima amalgama i porculana, slabija od svojstava keramike i bolja u odnosu na staklenoionomerne cemente. Jedino svojstvo u kojem je amalgam superiorniji od kompozita jest modul elastičnosti, koji je u kompozita nekoliko puta niži, što se dovodi u vezu s dimenzijskim promjenama, deformacijama i trošenjem restauriranih okluzalnih površina u područjima jačeg žvačnog stresa. (17)

3.3.2. Polimerizacijski stres i skupljanje

Polimerizacijsko skupljanje kompozitnih smola uzrokovano je skupljanjem monomera pri pretvorbi u polimer. Možemo ga definirati kao omjer promjene dužine ili volumena i početnih vrijednosti. Ovisi o mnogo čimbenika, poput broja dvostrukih veza, stupnja konverzije i prosječne molekularne težini monomera. U kompozitnih materijala s konvencionalnim metakrilatnim monomerima polimerizacijom se smanjuje razmak između monomera od

prosječno 0,3 do 0,4 nm pretvorbom dvostrukih veza u jednostruke veze čija je prosječna duljina 0,15 nm. Upravo to predstavlja podlogu polimerizacijskom skupljanju.

Pri polimerizaciji slobodnog bloka materijala polimerizacija se odvija prema središtu mase objekta, a unutarnje naprezanje u materijalu uzrokuje polimerizacijsko skupljanje prema izvoru svjetlosti, no neće doći do pojave stresa. U slučaju ispuna to nije tako jer na skupljanje i stres utječe konfiguracija kaviteta, kao i površinska privlačnost između njegovih zidova i materijala. Skupljanje se tada događa isključivo od slobodnih površina ispuna. Ako sile skupljanja prevladaju nad silama na zidovima kaviteta koje im se suprotstavljaju, dolazi do pojave stresa i neuspjele adhezijske veze te nastanka kohezijskih i adhezijskih fraktura ili pukotine na marginalnim rubovima ispuna te daljnjeg nesputanog polimerizacijskog skupljanja.

Prema Hookeovu zakonu polimerizacijski stres se izračunava prema izvedenoj formuli: stres = skupljanje x Youngov modul elastičnosti. Čimbenici koji utječu na polimerizacijski stres jesu: volumen materijala, svojstva materijala, tehnika postavljanja materijala slojevanjem i konfiguracijski faktor. Konfiguracijski C-faktor predstavlja omjer između vezujućih i slobodnih površina kaviteta; najveći je za I., a najmanji za IV. razred po Blacku. Tehnikom postavljanja ispuna u slojevima koji nisu deblji od 2 mm i ne obuhvaćajući nasuprotne stranice kaviteta slojem, svaki pojedini sloj ima vlastiti različiti C-faktor i volumen manji od vrijednosti ukupnog ispuna. Konačni rezultat jest pojava mikropropuštanja tekućine, molekula, iona, bakterija itd. između zuba i ruba ispuna, čime su ostvareni preduvjeti za pojavu poslijeoperativne preosjetljivosti i nastanka sekundarnog karijesa. (17)

3.3.3. Optička svojstva

U optička svojstva pripadaju translucencija i opalescencija. To su svojstva ključna za reprodukciju boje prirodnog zuba i učinkovitu polimerizaciju kompozita kroz cijelu debljinu sloja. Smisao je dobrih optičkih svojstava ostvariti prirodnu estetiku. Suvremeni materijali posjeduju različite nijanse i neprozirnosti kako bi mogli imitirati caklinu i dentin. Najčešće su klasificirani kao dentinske, caklinske i translucetne boje. Za optimalan izgled restauracije nužno je kombinirati kompozite različitih kategorija i nijansa. (17)

4. STAKLENOIONOMERNI CEMENTI

Kao zamjena za amalgamski ispun rabe se i staklenoionomerni cementi (SIC). Staklenoionomerni cement razvili su 1970. godine Wilson i Kent, a McLean ga je 1973. godine preporučio za uporabu u stomatologiji. (25)

4.1. Sastav

SIC dvokomponentni su sustavi sastavljeni od tekućine i praha. Prah sadrži čestice kalcijskoaluminijskog fluorosilikatnog stakla, a tekućina je 35 – 65 % vodena otopina kopolimera poliakrilne kiseline i voda. (26) Prahom su određena čvrstoća, tvrdoća i sposobnost otpuštanja fluorida, a tekućina je odgovorna za sposobnost adhezije te biološku podnošljivost. (27)

Tekućina i prah SIC-a mogu se miješati ručno ili biti u kapsuliranom obliku. Pri ručnom miješanju važno je paziti na precizne mjere. Prah se pomoću dozatora uzima iz bočice u suvišku, koji se se pri vađenju dozatora odstranjuje struganjem o bočicu. Određena količina praha miješa se s određenom količinom tekućine uz pomoć kapaljki za tekućinu. Preporuke o mjerama daje proizvođač. Tako zamiješan cement unosi se u kavitet i modelira. U trenutku kad cement izgubi površinski sjaj, prestaje kliničko radno vrijeme, što označava da je sva kiselina zasićena prahom i da ne postoji slobodna poliakrilna kiselina. (28)

U kapsuliranom obliku SIC-a već je određen omjer tekućine i praha. Materijal se aktivira stavljanjem kapsule u mješalicu, nakon čega se umeće u poseban aplikator i spreman je za unošenje u kavitet. Prednost je kapsuliranog oblika smanjenje ljudske pogreške koja može nastati ručnim miješanjem te lakša manipulacija jer kapsule imaju na vrhu uske kanile koje omogućavaju precizno unošenje materijala u kavitet.

4.2. Klasifikacija

U literaturi su navedene razne podjele, ali najčešće se upotrebljavaju tradicionalna podjela prema Wilsonu i McLeanu, podjela po načinu primjene prema Albersu te Hickelova podjela prema sastavu.

U kliničkoj praksi danas se najčešće upotrebljava podjela prema Hickelu, po kojoj se staklenoionomerni cementi prema svom sastavu dijele na konvencionalne, visokoviskozne, pojačane metalima i modificirane smolom. (28)

Visokoviskozne SIC-e karakterizira veliko zasićenje tekućine prahom, što povećava viskoznost materijala. (29) Kod njih je poliakrilna kiselina dodana prahu koji se odlikuje finom distribucijom čestica. (28) Razvili su se početkom 1990-ih primarno za izradu ispuna ART tehnikom (engl. Atraumatic Restorative Treatment, hrv. atraumatski restaurativni tretman). (28) Spomenuti materijali imaju veću čvrstoću i otpornost na abraziju u odnosu na konvencionalne SIC-e. (29, 30)

Metalima pojačanim SIC-ima u sastav su dodane čestice metala (srebro, paladij, platina, zlato) kako bi se poboljšala fizička i mehanička svojstva materijala. Razlikujemo metalom pojačane SIC-e u užem smislu riječi, u kojima se čestice metala dodaju prahu, i *cermet*-cemente, u kojima su čestice metala toplinskom obradom spojene s česticama praha SIC-a. (31) No, u provedenim kliničkim istraživanjima pokazali su se inferiornima u odnosu na konvencionalne, kako u estetskom smislu, tako i u fizičkim i mehaničkim svojstvima te otpuštanju fluora. (32, 33)

Smolom modificiranim SIC-ima u sastav je dodana hidrofilna organska matrica (HEMA). Zbog toga se smolom modificirani SIC-i, uz acidobaznu reakciju, stvrđavaju i svjetlom. (31) U usporedbi s konvencionalnim SIC-ima odlikuju se produljenim radnim vremenom, bržim stvrđavanjem te poboljšanom estetikom i translucencijom. (30) Zbog bržeg stvrđavanja pogodni su za rad s djecom.

4.3. Mikrolaminirani SIC-i

Mikrolaminirani SIC-i nova su generacija staklenoionomernih cemenata poboljšanih fizikalnih, mehaničkih i estetskih svojstava u odnosu na ostale SIC-e. (30). Zasadu su na tržištu dostupna dva takva materijala: EQUIA Fil i Equia Forte (GC, Tokio, Japan).

Prema proizvođaču EQUIA Fil materijal prvi je SIC indiciran za izradu trajnih ispuna u stražnjoj regiji u područjima velikog tlačnog opterećenja. Materijal se sastoji od EQUIA Fil SIC-a i premaza EQUIA Coat. Posebne čestice stakla poboljšavaju mu estetiku, a zbog mogućnosti biranja među osam vrsta boja lakše se postiže boja slična tvrdom zubnom tkivu. (30)

EQUIA Forte restaurativni je materijal nastao kombinacijom SIC-a i niskoviskoznog premaza (EQUIA Forte Fil i EQUIA Forte Coat) i predstavlja najnoviju generaciju mikrolaminiranih SIC-a. EQUIA Forte Fil je viskoviskozni, hibridni staklenoionomerni cement. Zbog kapsuliranog oblika jednostavan je za rukovanje, a zahvaljujući velikom izboru boja osigurana

je bolja estetska vrijednost. Fine i visokoreaktivne čestice stakla raspršene unutar punila povećavaju raspoloživost iona i stvaranje mnogo snažnije strukture matrice, što rezultira boljim fizičkim svojstvima, većom otpornošću na trošenje te poboljšanim otpuštanjem fluorida. (34, 35)

Prašak ovih SIC-a (fluoro-aluminij-silikatno staklo) kombinira čestice različitih veličina, slično kao i hibridni kompoziti. (34) Većim česticama stakla (25 μm) dodane su manje (otprilike 4 μm) visokoreaktivne čestice koje ojačavaju restauraciju. Zahvaljujući manjim visokoreaktivnim česticama povećano je otpuštanje metalnih iona, odnosno reaktivnost stakla, što potiče povezivanje lanaca poliakrilne kiseline. EQUIA Forte Fil materijalu također je dodana poliakrilna kiselina visoke molekularne težine, što cementnu jezgru čini snažnijom i kemijski stabilnijom. (34) Indikacije za primjenu EQUIA Forte SIC-a privremeni su i trajni ispuni I. razreda, stresom opterećeni i neopterećeni ispuni II. razreda te ispuni V. razreda. (35) Upravo zbog dokazane povećane tlačne čvrstoće EQUIA Forte indicirana je kao materijal za trajni ispun u stražnjoj regiji kod stresom opterećenih drugih razreda, gdje proksimalne stijenke kaviteta moraju biti barem 1 do 1,5 mm udaljene od vrha kvržica (35).

EQUIA Forte Coat ima ulogu premaza koji poboljšava translucenciju, estetiku i čvrstoću konačnog ispuna (35). Premaz se temelji na istoj tehnologiji kao i EQUIA Coat, nanopunilima raspršenim unutar tekućine zajedno s novim multifunkcionalnim monomerima povećane reaktivnosti. (34) Monomer čini premaz čvršćim i glađim. Premaz prodirući u cement ispunjava njegove poroznosti te povećava čvrstoću cementa. Zahvaljujući EQUIA Forte Coat kompozitnom premazu, smanjena je potreba za završnim poliranjem ispuna jer se postiže glatkoća ispuna (35).

4.4. Svojstva

Zahvaljujući dobrim svojstvima koja posjeduju, staklenoionomerni cementi našli su široku primjenu u restaurativnoj i preventivnoj stomatologiji, ali i u protetici.

Adhezivno vezanje za tvrda zubna tkiva, antikarijesni učinak, biokompatibilnost, niska toksičnost, ekspanzija i kontrakcija slična tvrdim zubnim tkivima kvalitete su kojima se SIC odlikuje. (36)

Jedna od najvećih prednosti SIC-a jest otpuštanje fluorida, čime se smanjuje inicijacija sekundarnog karijesa koji je čest uzrok gubitka ispuna. (37)

Fluoridi koje tvrda zubna tkiva preuzimaju od SIC-a reduciraju i zaustavljaju proces demineralizacije, a povećavaju procese remineralizacije. Sudjeluju i u procesima formiranja pelikule i zubnog plaka te inhibiciji rasta mikrobne flore. (38)

Koncentracija fluora povećava se i u slini, čime se postiže profilaktičko djelovanje na sve zube u usnoj šupljini. (39)

S druge strane, ovaj materijal ima manjkavosti, a one se odnose na lošija fizičko-mehanička svojstva. Slabija čvrstoća i niska otpornost na trošenje ograničili su SIC na uporabu u područjima visokog stresa. Među nedostatke SIC-a svrstavamo još i lošiju mogućnost poliranja. Poliranje je završni dio restauracije kojim se smanjuje površinska hrapavost te ogrebotine nastale za vrijeme oblikovanja ispuna (40). Hrapavost je površine funkcija mikrostruktura i morfologije stvorene nizom fizikalnih i kemijskih procesa. Upravo je hrapavost važan kriterij za predviđanje kliničkog vijeka trajanja ispuna (41). Hrapava površina ispuna povećava sklonost bržoj kolonizaciji bakterija i nakupljanja plaka, što dovodi do povećanog rizika od karijesa. (42) Kao posljednju negativnost SIC-a valja spomenuti i nedostatnu estetsku vrijednost.

Cention N novi je restaurativni materijal koji se svrstava u grupu *Alkasite*. *Alkasite* je kategorija materijala za ispune, koji su, kao i kompomeri ili ormoceri, podskupina kompozitnih smola.

5.1. Sastav

Cention N dvokomponentni je sustav. Sastoji se od praha i tekućine koji se ručno miješaju u omjeru 1 : 1.

Tekućina je samostvrdnjavajuća i sastoji se od četiri križnosvezujuća metakrilatna monomera, inicijatora i stabilizatora. Kombinacija UDMA-a, DCP-a, TMX-UDMA-a i PEG-400-DMA-a rezultira jakim mehaničkim svojstvima i dobrom dugoročnom stabilnošću. UDMA daje čvrstoću, TMX-UDMA i DCP krutost, a PEG-400-DMA vlaži površinu materijala.

Prah sadrži barij-aluminij silikatno staklo, *isofillere*, iterbij trifluorid, kalcij-barij-aluminij fluorosilikatno staklo, kalcij-fluorosilikatno staklo, amortizere stresa nakupljanja i inicijatore. Zahvaljujući iterbij trifluoridu, Cention N je radioopaktan i dobro vidljiv na rendgenskoj slici. Relativno je translucentan materijal (transparencija 11 %), u usporedbi s drugim materijalima baziranim na staklenim ionomerima. (43)

5.2. Svojstva

5.2.1. Oslobađanje iona

Kad se materijal zamiješa, sadrži 78,4 % anorganskog punila, a alkalno staklo čini 24,6 % težine i oslobađa značajne količine fluorida. Alkalno staklo također oslobađa kalcijeve i hidroksilne ione. Svi navedeni ioni sprječavaju demineralizaciju i potiču remineralizaciju tvrdih zubnih tkiva. Njihovo oslobađanje ovisi o pH-vrijednosti usne šupljine. Ako je pH nizak, npr. zbog aktivnog biofilma plaka, tj. visoko aktivnih kariogenih bakterija, Cention N oslobađa veću količinu iona nego kad je pH neutralan.

Demineralizacija se odnosi na gubitak minerala iz zubne strukture, najviše kalcija i fosfata, koji se javlja tijekom napada kariogenih bakterija. Inhibicija demineralizacije fluoridima pripisana je smanjenoj topljivosti cakline uslijed ugradnje fluoridnih iona u kristalnu rešetku cakline u obliku fluorapatita. U prisutnosti fluoridnih iona hidroksilni ioni iz hidroksiapatita mogu se njima zamijeniti i dati fluoroapatit.

Antikarijesno djelovanje fluorida prisutno je i nakon primjene topikalnih fluorida. Stvaraju depo ione formirajući sloj kalcijeva fluorida na površini zuba. Povećana dostupnost ovih iona

tijekom kariogene aktivnosti može potaknuti remineralizaciju i smanjiti sklonost demineralizaciji.

Cention N oslobađa i hidroksilne ione koji mogu neutralizirati pojavu kiselosti (regulacija pH) uzrokovanu prisutnošću kariogenih bakterija. (43)

5.2.2. Smanjivanje stresa skupljanja

S obzirom na to da je Cention N samostvrdnjavajući materijal, dubina stvrdnjavanja zapravo je neograničena. Ovaj je materijal dizajniran za brzo i jednostavno nanošenje u jednom sloju (*bulk*). Zbog toga je bitno da pokazuje malo polimerizacijsko skupljanje i malu silu skupljanja. Problemi povezani s polimerizacijskim skupljanjem mogu uključivati marginalnu diskoloraciju, rubne pukotine, pucanje i preosjetljivost. Cention N sadrži posebno patentirano punilo (djelomično silanizirano) koje zadržava stres skupljanja na minimumu. *Isofiller*, koji se nalazi i u *bulk* kompozitu, djeluje kao sredstvo za ublažavanje sile skupljanja, a omjer organskog i anorganskog, zajedno sa sastavom monomera materijala, odgovoran je za nisko volumetrijsko skupljanje.

Kad se materijal polimerizira, monomerni lanci koji se nalaze na punilima zajedno sa silanima započinju proces umrežavanja, a sile između punila dolaze u kontakt i prebacuju silu naprezanja na zidove kaviteta. Na ovaj stres utječu volumetrijsko skupljanje i modul elastičnosti. Visoki modul elastičnosti označava neelastičnost, a niski modul označava veću elastičnost materijala. Zbog niskog modula elastičnosti, koji iznosi 10 GPa, sredstvo za ublažavanje stresa djeluje kao opruga. Ono se širi dok sile između punila rastu tijekom polimerizacije. Standardna punila inače imaju veći modul elastičnosti, i to u iznosu od 71 GPa (43).

5.2.3. Polimerizacija

Cention N samostvrdnjavajući je materijal s mogućim svjetlosnim stvrdnjavanjem. Kad se materijal rabi kao samostvrdnjavajući, zamiješa se i unosi u kavitet, kondenzira i oblikuje te ostavi 4 minute.

Sustavi za samostvrdnjavanje sastavljeni su od dviju komponenta koje su odvojene u zasebna pakiranja kako bi se spriječile bilo kakve prijevremene reakcije. Proces samostvrdnjavanja temelji se na inicijatorskom sustavu koji se sastoji od soli bakra, peroksida i tiokarbamida.

Nakon miješanja praha i tekućine te postavljanja u kavitet, započinje proces samostvrdnjavanja. Međutim, zbog brzine i praktičnosti, smatra se povoljnim koristiti se polimerizacijskim plavim

svjetlom. Cention N sadrži fotoinicijator Ivocerin® i inicijator acil fosfin oksid za svjetlosnu polimerizaciju. Ivocerin je žute boje, koja je komplementarna s plavim svjetlom (43).

5.2.4. Primjena

Cention N materijal je za izradu izravnih restauracija, dostupan u A2 nijansi. Namijenjen je za sanaciju mliječnih zuba i u izradi kaviteta I., II. I V. razreda. Otpušta fluoride, kalcij i hidroksilne ione. Kao materijal s dvostrukim stvrdnjavanjem (samostvrdnjavajući i svjetlosno polimerizirajući) može se upotrebljavati i kao *bulk* materijal. Moguće svjetlosno stvrdnjavanje provodi se plavim svjetlom valne duljine 400 – 500 nm.

Ovaj se materijal može koristiti s adhezivom i bez njega. Ako se koristi bez adheziva, nije potrebno prethodno jetkati zub, ali je potrebna retencijska priprema. Ona je slična pripremi kaviteta za amalgam –rubovi cakline ne smiju se zakošavati i ne smije biti podminiranih područja. Ako se pak koristi s adhezivom, onda je priprema kaviteta poštenija i sličnija suvremenim principima preparacije, kojima se nastoji očuvati što više zdravog tvrdog zubnog tkiva. (43)

Uz sve navedene prednosti, valja spomenuti i njegovu financijsku prihvatljivost.

Pacijentica dolazi na Zavod za endodonciju i restaurativnu dentalnu medicinu Stomatološkog Fakulteta u Zagrebu radi pregleda i sanacije zubi. Kliničkim pregledom uočena je kavitirana karijesna lezija na gornjem drugom pretkutnjaku (zub 25). (Slika 1.) Okruglim dijamantnim svrdlom otvorena je karijesna lezija (Slika 2.) dok je preostala, karijesom zahvaćena, caklina tretirana torpedo dijamantnim svrdlom na turbini. Karijesom zahvaćeni dentin očišćen je okruglim čeličnim svrdlom (Slika 3.) na malom broju okretaja na mikromotoru, bez vodenog hlađenja. Podminirana caklina uklonjena je fisurnim svrdlom da se prevenira potencijalno kasnije pucanje ovih dijelova zuba. Caklina je selektivno jetkana ortofosfornom kiselinom koncentracije 37 % u trajanju od 10 sekunda kako bi se uklonio zaostatni sloj i pripremio kavitet za ispun. Nakon jetkanja uslijedilo je ispiranje kaviteta pusterom u trajanju od 10 sekunda te sušenje kaviteta pusterom, također u trajanju 10 sekundi. Zub je izoliran postavom vaterolice u vestibulum te je na distalni dio zuba postavljena premolarna MO matrica sa stezačem. *Microbrush* četkicom apliciran je tanki sloj adheziva (*Adhese Universal, Ivoclar, Liechtenstein*) na caklinski i dentinski dio kaviteta te je lagano ispuhan pusterom do efekta sjajne površine i svjetlosno polimeriziran polimerizacijskom lampom *Bluephase Style 1200 mW* u trajanju od 20 sekunda. Materijal izbora bio je Cention N u kapsuli (Slika 4.) koja je aktivirana i pričvršćena na pištolj za postavljanje kapsula SIC cementa radi lakšeg rukovanja. Materijal se unosi u kavitet i preliminarno oblikuje prateći morfološki izgled zuba. (Slika 5.) Materijal se postavlja u jednom (*bulk*) sloju. Polimerizacijskom lampom *Bluephase Style 1200 mW* dodatno se svjetlosno polimerizira ispun 20 sekunda (Slika 6.) te se uklanja postavljena matrica sa stezačem. Nakon uklanjanja matrice i stezača slijedi završno oblikovanje ispuna. (Slika 7.) Višak materijala uklanja se torpedo dijamantnim svrdlom na turbini, a okluzijski se odnosi provjeravaju pomoću artikulacijskog papira. Nakon morfološki zadovoljavajućeg oblika ispuna slijedi njegovo poliranje. Poliranje se izvodi gumicom, četkicom i abrazivnom pastom na mikromotoru. (Slika 8.)



Slika 1. Kavirana karijesna lezija na prvom gornjem premolaru. Preuzeto s dopuštanjem autora: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 2. Otvaranje cakline okruglim dijamantnim svrdlom. Preuzeto s dopuštenjem autora:
doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



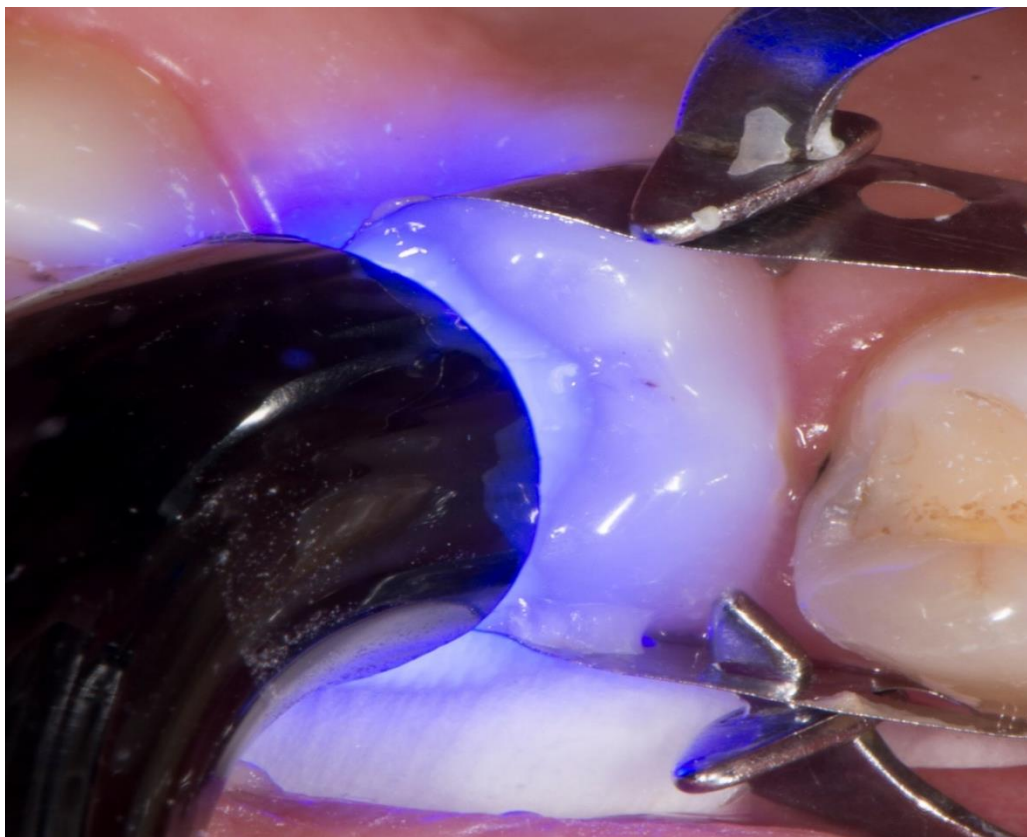
Slika 3. Karijes očišćen okruglim čeličnim svrdlom. Preuzeto s dopuštanjem autora: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 4. Cention u kapsuli. Preuzeto s dopuštenjem autora: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 5. Aplikacija matrice i nakon toga Centiona u jednom sloju (*bulk*). Preuzeto s dopuštenjem autora: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 6. Polimerizacija plavim svjetlom 20 sekunda. Preuzeto s dopuštanjem autora:
doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 7. Izgled ispuna nakon polimerizacije. Preuzeto s dopuštenjem autora:
doc. dr. sc. Eva Klarić Sever



Slika 8. Izgled ispuna nakon završnog oblikovanja i poliranja. Preuzeto s dopuštenjem autora:
doc. dr. sc. Eva Klarić Sever

Korijeni amalgamskih ispuna sežu daleko u povijest, u vrijeme vladavine kineske dinastije Tang, kad su pronađeni i prvi zapisi o njima. To su legure srebra, kositra, bakra i žive. Popularnost amalgama kao restaurativnog materijala zasniva se na činjenici da je jednostavan za korištenje i ne iziskuje kompliciranu opremu za rad. (5, 7) Može se unijeti u kavitet u jednom sloju, što ubrzava samu izradu ispuna, ali i skraćuje pacijentovo vrijeme provedeno u ordinaciji. Ipak, amalgami imaju i puno nedostataka. Zahtijevaju geometrijski oblikovan kavitet, pri čemu se dolazi do nepotrebnog uklanjanja zdravog zubnog tkiva. Svojom sivom bojom ne uklapaju se u estetske standarde današnjice, posebice ne u području fronte. Također, česta je pojava i rubne pukotine između materijala i zubnog tkiva, što dovodi do sekundarnog karijesa (5, 6).

Trenutno je u svijetu restaurativne stomatologije aktualna rasprava o, po mišljenju mnogih, jednoj od najlošijih strana amalgamskih ispuna – živi u sastavu amalgama. Još od 19. stoljeća postavlja se pitanje o štetnosti žive u ovom materijalu. Iako govorimo o elementarnoj živi koja nije toksična, mišljenja su i dalje proturječna.

Zbog nekolicine nedostataka amalgama pojavila se potreba za pronalaskom alternativnih materijala s poboljšanim svojstvima. Kao takvi prvi su se pojavili kompoziti. Kompozitni materijali bijele su boje koja dolazi u više nijansa, pa se lako mogu prilagoditi boji zuba. Time proširuju svoj spektar indikacija za korištenje i postaju materijal izbora za sanaciju ne samo stražnjih već i prednjih zuba. Uz boju je najveći korak naprijed bio u preparaciji kaviteta. Poštednija preparacija i kavitet u negeometrijskom obliku pojednostavljuju izradu ispuna, a sidrenje materijala i dalje je zadovoljavajuće radi upotrebe adhezijskih sustava. Materijal se nanosi u tanjim slojevima, do 2 milimetra, a stvrdnjavanje je svjetlosno. Izručuju se kao smole pakirane u plastične tube, što uvelike čini upotrebu jednostavnijom (17).

Nakon kompozita na tržištu su se pojavili staklenoionomerni cementi kao dvokomponentni sustav koji dolazi u obliku praha i tekućine, ali i u kapsuliranom obliku. Preparacija je jednaka onoj za kompozitne smole, a moguće ih je koristiti i kod vrlo dubokih preparacija zbog sposobnosti otpuštanja fluorida, čime sprječavaju nastanak sekundarnog karijesa, ali i potiču remineralizaciju tkiva (28). To su materijali dvostrukog stvrdnjavanja koji, kao i kompoziti, zahtijevaju uporabu adhezijskih sustava. Unatoč bijeloj boji nisu estetski prihvatljivi kao kompoziti. U početku indikacije njihove primjene bile su ograničene na privremene ispune u zonama s visokim žvačnim opterećenjima ili kao podloga u *sandwich* tehnici slojevanja ispuna. (31) Danas, usavršavanjem sastava materijala, kojemu su dodane ultrafine i visokoreaktivne čestice stakla raspršene unutar punila omogućeno je stvaranje mnogo snažnije strukture matrice, što rezultira boljim fizičkim svojstvima, većom otpornošću na trošenje te poboljšanim otpuštanjem fluorida. Stoga novi SIC-i poput Equia Fill i Equia Forte Fill, s pripadajućim

premazima, postaju prvi materijali ove skupine koji su sigurni kao trajni ispun u stražnjoj regiji. (34, 35)

2018. godine pojavili su se materijali koje kategoriziramo kao podvrstu kompozita. Govorimo o Cention N dvokomponentnom sustavu, koji također dolazi u obliku praha i tekućine, ali postoji i u kapsuliranom obliku. Ovaj materijal sadrži pozitivne strane svih prethodno spomenutih.

Boja je estetski prihvatljiva, a odlika mu je i vrlo dobra translucencija. Uz fluoridne ione otpušta i kalcijeve te hidroksilne ione, što potiče remineralizaciju, a suzbija demineralizaciju zubnog tkiva. Cention N djeluje i kao depo preparat uz konstantno otpuštanje iona te time održava neutralni pH u ustima unatoč pojavi kariogenih bakterija.

Iako se upotrebljava u kombinaciji s adhezijskim sustavom, može se koristiti i bez njega, što ovaj materijal približava amalgamu. Tada je preparacija bez zakošenih rubova, bez podminiranih područja i pravilnija. Ako se koristimo adhezijskim sustavom, preparacija je jednaka onoj za kompozitne smole i staklenoionomerne cemente, bez preventivnog širenja kaviteta. Ovo je i dvostruko stvrdnjavajući materijal, dakle svjetlosna je polimerizacija moguća. (43)

Cention N novi je materijal na tržištu koji spaja prednosti amalgama, staklenoionomernih cemenata i kompozitnih smola u jedinstvenu cjelinu. Sličan je amalgamu i SIC-u u smislu jednoslojnog nanošenja (*bulk*), mogućeg korištenja bez adheziva i sposobnosti samostvrdnjavanja, a bliži je kompozitnim smolama po tome što nije potreban geometrijski pravilan oblik kaviteta zbog mogućnosti uporabe adhezijskih sustava i svjetlosnog stvrdnjavanja. Cention N zapravo je unaprjeđenje materijala za ispune, što podrazumijeva nanošenje u jednom sloju (*bulk*), oslobađanje iona, trajnost ispuna nakon dvostrukog stvrdnjavanja, estetiku boje i financijsku prihvatljivost.

U raznim istraživanjima koja su provedena *in vitro* zaključuje se da je Cention N materijal sa sposobnošću otpuštanja hidroksilnih iona te iona fluora i kalcija tijekom duljeg vremenskog perioda, da dugotrajno održava čvrstoću i otpornost na savijanje te nije sklon značajnim dimenzijskim promjenama. Kad se miješao u malo drukčijim omjerima, razlike su u čvrstoći savijanja i skupljanju bile zanemarive, tj. materijal se pokazao lakim za korištenje i neosjetljivim na preciznost miješanja. Osim kao dvokomponentni sustav s manualnih miješanjem, Cention N dolazi i u obliku kapsule, što također pridonosi lakoći korištenja. Materijal se jednako dobro stvrdnjava pod svjetlom kao i bez njega, samostvrdnjavanjem. Radioopaktan je, dobro se uklapa u strukturu okolnog tkiva te je translucetniji od standardnih SIC-a. Cention N vidljivo smanjuje demineralizaciju cakline.

Zbog svega prethodno navedenog, možemo zaključiti da Cention N zadovoljava sve parametre restaurativnog materijala današnjice.

1. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet*. 2007;369(9555):51–9.
2. Ciglar I, Škaljac G, Buntak-Kobler D, Prpić-Mehičić G. Čimbenici zubnoga kvara U: Šutalo J i sur. *Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva*. Zagreb: Naklada Zadro; 1994. str. 129-30.
3. Anić I, Šutalo J. Temeljna načela izradbe kaviteta U: Šutalo J i sur. *Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva*. Zagreb: Naklada Zadro; 1994. str. 341-6.
4. Schauerl Z, Alar Ž. Uvod u materijale U: Mehulić K i sur. *Dentalni materijali*. Zagreb: Medicinska naklada; 2017. str. 2.
5. Galić N, Prpić-Mehičić G. Dentalni amalgami U: Mehulić K i sur. *Dentalni materijali*. Zagreb: Medicinska naklada; 2017. str. 128-38.
6. Molin C. Amalgam - Fact and Fiction, *Scand J Res* 1992; 100:66-73.
7. Tarle Z i sur. *Restaurativna dentalna medicina*. Zagreb: Medicinska naklada; 2019. str. 129-44.
8. Craig R i sur. *Restorative dental materials*. St Louis, Toronto, Princeton: CV Mosby Company, 1985; 198-224.
9. Phillips R, Skinner W. *Science of dental materials*. Philadelphia: WB. Saunders Co. 1982.
10. Bengel W. Amalgam-Werkstoff und Klinik. *Quintessenz*. 1990; 7:1129-44.
11. Brown D. The Development of Improved Amalgam Alloys. *Br Dent J* 1984; 157:427-31.
12. McCombe N i sur. *Zahnärztliche Werkstoffe*. München, Wien: Carl Hanser Verlag, 1984; 85-175.
13. Eversole L R, Ringer M. The role of dental restorative materials in the pathogenesis of oral lichen planus. *Oral Surg*. 1984; 57:383-7.
14. Amalgamtätowierung. *Quintessenz Int*. 1990; 12:2047.
15. Owens B M et al. Oral Amalgam Tattoos: A Diagnostic Study. *Compend Contin Educ Dent*. 1993; Vol. XIV, No 2:210-5.
16. Lussi A i sur. Toxikologie der Amalgame. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989; 99:55-8.
17. Tarle Z i sur. *Restaurativna dentalna medicina*. Zagreb: Medicinska naklada; 2019. str. 227-50.
18. Hinoura K, Setcos JC, Philips RW. Cavity design and placement techniques for Class 2 composites. *Oper Dent*. 1988;13:12-9.

19. Barnes DM, Blank LW, Thompson VP, Holston AM, Gimgell JC. A 5-and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. *Quintessence Int.* 1991;22:143-51.
20. Douvitsas G. Effect of cavity design on gap formation in Cladd II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 1991;65:475-9.
21. Peutzfeld A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105:97-116.
22. Šutalo J. Kompozitni materijali u stomatologiji. Zagreb. Grafički Zavod Hrvatske 1988.
23. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas MJ, Anusavice K. New direct restorative materials. *Int Dent J.* 1998;43:3-16.
24. Willems G, Lambrechts P, Bream M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993; 24(9):641-58.
25. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132(4):133-5.
26. McLean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 1994;25(9):587-9.
27. Šutalo J. Materijali za trajne ispune kaviteta. U: Šutalo J i sur. Patologija i terapija tvrdih zubnih tkiva. Zagreb: Naklada Zadro; 1994. str. 321-7.
28. Pavelić B. Staklenoionomerni cementi – provjerite i nadopunite Vaše znanje. *Sonda.* 2004;10:39-42.
29. Hewlett ER, Mount GJ. Glass ionomers in contemporary restorative dentistry-a clinical update. *J Calif Dent Assoc.* 2003;31(6):483-92.
30. Miletić I, Anić I, Bago I, Baraba A. Stakleno-ionomerni cementi. *Vjesnik dentalne medicine.* 2011;18(4):15-20.
31. Almuhaiza M. Glass-ionomer Cements in Restorative Dentistry: A Critical Appraisal. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(4):331-6.
32. Williams JA, Billington RW, Pearson G. Silver and fluoride release from metalreinforced glass-ionomer filling materials. *J Oral Rehabil.* 1997;24(5):369–75.
33. Kerby RE, Bleiholder RF. Physical properties of stainless steel and silver reinforced glass-ionomer cements. *J Dent Res.* 1991;70(10):1358–61.
34. Miletić I. Modern solutions for direct posterior restorations. *GC Get Connected.* 2015;4:32-6.
35. Baraba A, Miletić I. Healing deep caries lesions in the posterior region with the new micro-laminated glass ionomer cement. *GC Get Connected.* 2015;5:21-4.

36. Yip HK, Tay FR, Ngo H, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent. Mater.* 2001;17(5):456-70.
37. Delbem AC, Pederini D, Franca JG, Machado TM. Fluoride release/recharge from restorative material-effect of fluoride gels and time. *Oper Dent.* 2005;30(6) 690-5.
38. Weigand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials – Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation *Dent Mater.* 2007;23(3):343-62.
39. Pelka M, Ebert J, Schneider H, Kramer N, Petschelt A. Comparison of two-and threebody wear of glass-ionomers and composites. *Eur J Oral Sci.* 1996;104(2):132-7.
40. Bashetty K, Joshi S. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent.* 2010;13(1):34-8.
41. Filho HN, D'Azevedo MTF, Drumond NH, Marsola FP. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J.* 2003;14(1):37-41.
42. Rios D, Honório HM, Araújo PA, Machado MAA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Braz Oral Res.* 2002;16(4):343-8.
43. MeSH Browser [database on the Internet]. Cention N. [cited 2020 Aug 30]. Available from: [file:///C:/Users/M8/Downloads/Cention+N%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/M8/Downloads/Cention+N%20(1).pdf)

Dea Masnov rođena je 13. studenog 1993. godine u Zadru. Završila je osnovnu školu Krune Krstića i opću gimnaziju Jurja Barakovića u Zadru. Godine 2013. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija pohađala je stomatološke kongrese te 2018. godine sudjelovala je na 3. Simpoziju studenata dentalne medicine u Zagrebu sa predavanjem *Stepwise tehnika i primjena glassionomera kao materijala za ispune*. 2019. godine preuzela je vodstvo Sekcije za restaurativnu dentalnu medicinu i endodonciju te je sudjelovala u organizaciji 4. Simpozija studenata dentalne medicine u Zagrebu. Uz organizaciju samog kongresa također je aktivno sudjelovala sa predavanjem *Biokeramika u suvremenoj endodonciji*.